

X-RAY CT SYSTEM

Publication number: JP8336521

Publication date: 1996-12-24

Inventor: TAKAHASHI JUN; HATAKEYAMA KEISHIN; SAITO TATSU; UCHIYAMA TOMOYUKI

Applicant: HITACHI MEDICAL CORP

Classification:

- international: **H05G1/20; A61B6/03; H05G1/00; A61B6/03; (IPC1-7):**
A61B6/03; H05G1/20

- european:

Application number: JP19950167876 19950612

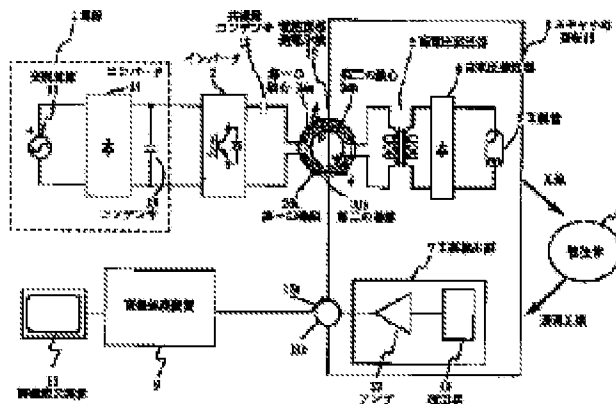
Priority number(s): JP19950167876 19950612

[Report a data error here](#)

Abstract of JP8336521

PURPOSE: To easily perform maintenance on a power supply means and to improve reliability for the whole system by providing the power supply means with a non-contact feed means in an X-ray CT system equipped with a means to supply the power from a power source to an X-ray tube side in a scanner rotating part rotating successively.

CONSTITUTION: An electromagnetic induction supply means 19 formed by combining a first coil 20a connected to the output side of an inverter 2 and arranged at the fixed frame of a scanner and divided into plural coils, and a second coil 20b arranged confronting with the first coil 20a and connected to the input side of a high voltage transformer 3 and divided into plural coils is installed as the means which supplies the power from the power source 1 disposed at the scanner rotating part 8 to the X-ray tube 5 side. In this way, a required power is supplied in non-contact fashion by an electromagnetic induction function, and a power supply part is prevented from wearing or corroding, and the maintenance of the power supply means is facilitated, and also, the reliability for the whole system is improved.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-336521

(43)公開日 平成8年(1996)12月24日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/03	3 2 1	0277-2 J	A 6 1 B 6/03	3 2 1 A
H 0 5 G 1/20			H 0 5 G 1/20	

審査請求 未請求 請求項の数 5 F D (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平7-167876

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(22)出願日 平成7年(1995)6月12日

(72)発明者 高橋 順

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72)発明者 畠山 敬信

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72)発明者 斉藤 達

茨城県日立市国分町一丁目1番1号 株式会社日立製作所国分工場日立研究所内

最終頁に続く

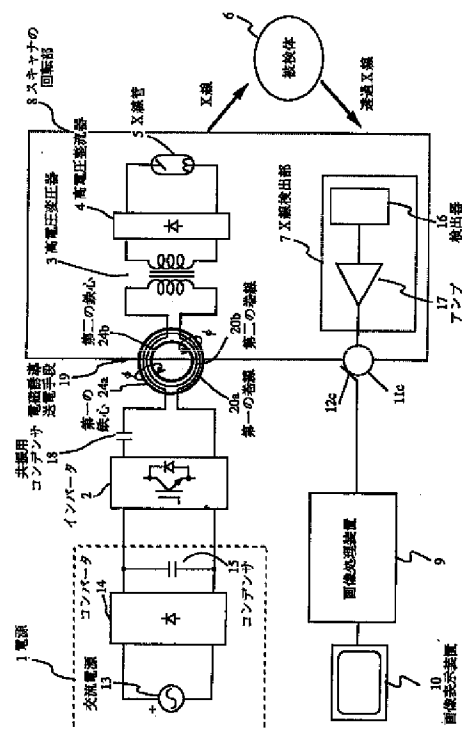
(54)【発明の名称】 X線CT装置

(57)【要約】

【目的】連続的に回転するスキャナ回転部に電源からX線管側へ電力を供給する手段を備えたX線CT装置において、該電力供給手段に非接触給電手段を具備させることにより、その保守点検を容易にすると共に、装置全体の信頼性を向上する。

【構成】スキャナ回転部8に設けられた電源1からX線管5側へ電力を供給する手段として、インバータ2の出力側に接続されると共にスキャナの固定枠8aに配置され、複数の巻線に分割された第一の巻線20aと、この第一の巻線20aに対向して配置され、高电压変圧器3の入力側に接続され、複数の巻線に分割された第二の巻線20bとを組み合わせる電磁誘導送電手段19を設けたものである。

【効果】これにより、電磁誘導作用によって非接触で所要の電力を供給することができ、電力供給部の摩耗や腐食を防止し、電力供給手段の保守点検を容易にすると共に、装置全体の信頼性を向上させることができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 直流電圧を発生する電源と、該電源からの直流電圧を交流に変換するインバータと、該インバータからの交流電圧を昇圧する高電圧変圧器と、該高電圧変圧器の出力電圧を整流する整流器、該整流器からの直流電圧を供給されてX線を放射するX線管と、該X線管から放射され被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するX線検出部と、前記X線管と前記X線検出部とを対向させて被検体の周りに回転させるスキャナ回転部と、該スキャナ回転部のX線検出部からの出力信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置と、該画像処理装置からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置と、前記スキャナ回転部には電源からX線管側へ電力を供給する手段とを備えて成るX線CT装置において、前記電力供給手段が、前記インバータの出力側に接続され、かつ前記スキャナの固定枠に配置された第一の巻線と、前記高電圧変圧器の入力側に接続され、かつ前記スキャナ回転部の回転枠に前記第一の巻線に対向して配置された第二の巻線との組み合わせから成り、前記第一の巻線により生成された主磁束が前記第二の巻線により形成される主要導磁器に導かれるように構成されたことを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】 請求項1記載のX線CT装置において、前記スキャナの固定枠と前記スキャナ回転部の回転枠との間に、前記第一の巻線を収容する第一の鉄心と、前記第二の巻線を収容する第二の鉄心とを対向して配置したことを特徴とするX線CT装置。

【請求項3】 請求項1または2記載のX線CT装置において、前記第一の巻線、第二の巻線、第一の鉄心、第二の鉄心のうち少なくとも一つを複数に分割して配置したことを特徴とするX線CT装置。

【請求項4】 請求項3記載のX線CT装置において、前記第一の巻線または第二の巻線の複数に分割した巻線を並列に接続したことを特徴とするX線CT装置。

【請求項5】 請求項3記載のX線CT装置において、前記第一の巻線または第二の巻線の複数に分割した巻線を直列に接続したことを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、被検体の診断部位にX線を照射しその透過X線像を検出して断層像を再構成し画像として表示するX線CT装置に関し、特に連続的に回転するスキャナ回転部に電源からX線管側へ電力を供給する手段を備えたものにおいて、該電力供給手段の保守点検を容易とすると共に、信頼性を向上させることができるX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来この種のX線CT装置は、図7に示すように、直流電圧を発生する電源1と、この電源1か

らの直流電圧を交流に変換するインバータ2と、このインバータ2からの交流電圧を昇圧する高電圧変圧器3及びこの高電圧変圧器3の出力電圧を整流する高電圧整流器4並びにこの高電圧整流器4からの直流電圧を供給されてX線を放射するX線管5さらにこのX線管5から放射されたX線が被検体6を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するX線検出部7を有し上記X線管5とX線検出部7とを対向させて被検体6の周りに回転させる回転枠8aとから成るスキャナ回転部8と、回転枠8aに搭載されたX線検出部7からの出力信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置9と、この画像処理装置9からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置10とを備え、上記電源1からX線管5へ電力を供給する手段及びX線検出部7から画像処理装置9へ検出信号を送る手段としてスキャナ回転部8の回転枠8aとスキャナの固定枠（図示せず）との間に設けられた複数組のスリップリング11a～11cとブラシ12a～12cとの組み合わせによる伝送手段を用いて成っていた。なお、図7において、電源1は、商用の交流電源13と、この交流電源13の電圧を直流電圧に変換するコンバータ14と、このコンバータ14の出力電圧を平滑化するコンデンサ15とから成る。また、X線検出部7は、被検体6を透過した透過X線量分布を検出する検出器16と、この検出器16からの検出信号を増幅するプリアンプ17とから成る。さらに、符号18は、上記インバータ2の出力電圧を高電圧変圧器3の漏れインダクタンスと共に共振を起こさせ十分な電力を得るための共振用コンデンサである。

【0003】 上記スキャナ回転部8に設けられた複数組のスリップリング11a～11cとブラシ12a～12cとの組み合わせによる伝送手段は、X線管5とX線検出部7を高速で一方へ連続回転させ短時間で複数の断層像を計測しようとするためのものであるが、第一及び第二のスリップリング11a、11bと第一及び第二のブラシ12a、12bとで電源1からのX線発生用の電力を電源1から高電圧変圧器3へ送り、第三のスリップリング11cと第三のブラシ12cとでX線検出部7からの検出信号を画像処理装置9へ送るようになっていた。そして、上記スキャナ回転部8の具体的な構造を、図8に示す。回転枠8aは中心部に被検体挿入用の開口部19が形成された回転板8bを有し、この回転板20の一側面に高電圧変圧器3と高電圧整流器4とX線管5とX線検出部7とが搭載され、回転板8bと同心に設けられた胴部8cの周りに複数個のスリップリング11a～11cが平行に巻き付けられており、これらのスリップリング11a～11cに対して回転枠8aを支持する固定枠部分（図示省略）に設けられた複数個のブラシ12a～12cがそれぞれ摺接されていた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 しかし、このような従

来のX線CT装置においては、図8に示すように、スキャナ回転部8において、電源1からのX線発生用の電力を供給する第一及び第二のスリップリング11a、11bと第一及び第二のブラシ12a、12bとが機械的な摺接により電力を供給していたので、上記スリップリング11a、11bとブラシ12a、12bとの間に大電流が流れることによって、その接触部分に摩耗や腐食が生じるものであった。すなわち、上記回転部8aに搭載されている高電圧変圧器3は、出力側に百数十kVもの高電圧を発生させるもので、入力側との絶縁のために内部に十分な絶縁距離を設けてあり、このために、数 μ H～数十 μ Hの漏れインダクタンスがある。また、上記第一及び第二のスリップリング11a、11bと第一及び第二のブラシ12a、12bとを介して流れる電流は、最大約400Aにもなる。このような状態で、上記回転部8aが回転するときスリップリング11a、11bと固定枠に設けられたブラシ12a、12bとの間に小さな間隙が生じると、上記漏れインダクタンスの影響で電流は流れ続けようとし、上記間隙にアークが発生して局所的に高温になることがあった。そして、この高温によって上記スリップリング11a、11bやブラシ12a、12bが摩耗したり腐食することがあった。従って、従来は、上記スリップリング11a、11bの研磨やブラシ12a、12bの交換などの保守点検を、例えば、1～2ヶ月毎に定期的に行わなければならないが、保守点検に多くの労力と費用とを要するものであった。また、上記保守点検が適切に行われない場合は、X線CT装置全体の信頼性が低下することがあった。

【0005】そこで、本発明は、このような問題点に対処し、連続回転方式のX線CT装置において、電源からX線管側へ電力を供給する電力供給手段の保守点検を容易とすると共に信頼性を向上することができるX線CT装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明では、直流電圧を発生する電源と、該電源からの直流電圧を交流に変換するインバータと、該インバータからの交流電圧を昇圧する高電圧変圧器と、該高電圧変圧器の出力電圧を整流する整流器、該整流器からの直流電圧を供給されてX線を放射するX線管と、該X線管から放射され被検体を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するX線検出部と、前記X線管と前記X線検出部とを対向させて被検体の周りに回転させるスキャナ回転部と、該スキャナ回転部のX線検出部からの出力信号を処理して診断部位の断層像を再構成する画像処理装置と、該画像処理装置からの出力信号を入力して断層像を表示する画像表示装置と、前記スキャナ回転部には電源からX線管側へ電力を供給する手段とを備えて成るX線CT装置において、前記電力供給手段が、前記インバータの出力側に接続され、かつ前記

スキャナの固定枠に配置された第一の巻線と、前記高電圧変圧器の入力側に接続され、かつ前記スキャナ回転部の回転枠に前記第一の巻線に対向して配置された第二の巻線との組み合わせから成り、前記第一の巻線により生成された主磁束が前記第二の巻線により形成される主要導磁路に導かれるように構成したものである。

【0007】さらに、本発明では、前記スキャナの固定枠と前記スキャナ回転部の回転枠との間に、前記第一の巻線を収容する第一の鉄心と、前記第二の巻線を収容する第二の鉄心とを対向して配置したものである。

【0008】さらに、本発明では、前記の第一の巻線、第二の巻線、第一の鉄心、第二の鉄心のうち少なくとも一つを複数に分割して配置したものである。

【0009】さらに、本発明では、前記第一の巻線または第二の巻線の複数に分割した巻線を並列に接続したものである。

【0010】さらに、本発明では、前記第一の巻線または第二の巻線の複数に分割した巻線を直列に接続したものである。

【0011】

【作用】このように構成されたX線CT装置は、スキャナ回転部において電源からX線管側へ電力を供給する電力供給手段として、第一の巻線と第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段を設けたことにより、従来のスリップリングとブラシとの機械的な摺接によることなく、電磁誘導作用によって非接触で所要の電力を供給するように動作する。これにより、従来のような電力供給部分の摩耗や腐食を防止し、電力供給手段の保守点検を容易にすると共に信頼性を向上することができる。

【0012】次に、本発明では前記第一の巻線により生成される主磁束が前記第二の巻線により形成される主要導磁路に導かれるように磁気回路を構成しているの、前記第一の巻線で発生された磁束は第一の鉄心及び第二の鉄心を直接経由して第二の巻線の部分に導かれ、第二の巻線に効率良く誘導電流を誘起することができる。

【0013】また、本発明では、巻線及び鉄心を複数に分割したことにより、鉄心を分割して製作することが可能となるので、個別に加工することができ、かつ組立てにおいても第一の鉄心と第二の鉄心との間の隙間をできるだけ狭く調整することが可能となるので、電磁誘導送電手段全体として磁気抵抗の小さい磁気回路を作ることが可能となる。

【0014】また、本発明では第一の巻線または第二の巻線を複数に分割して、分割した巻線を並列に接続しているが、この場合には、巻線を並列に接続することにより漏れインダクタンスの低減が可能となり、その結果として装置の高周波化を図ることができ、高電圧変圧器を小形化することができる。

【0015】また、本発明では第二の巻線を複数に分割して直列に接続しているが、この場合には第二の巻線の

出力電圧が巻線の分割数に応じて逡倍されるので高電圧となる。その結果、次段の高電圧変圧器の入力電圧が高くなるので、その分だけ高電圧変圧器の巻数比を小さくすることができ、高電圧変圧器を小形化することができる。

【0016】

【実施例】以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は本発明によるX線CT装置の実施例を示す全体構成のブロック図である。このX線CT装置は、被検体の診断部位にX線を放射し、その透過X線量分布を検出して、断層像を再構成し、画像として表示するもので、図1に示すように、電源1と、インバータ2と、高電圧変圧器3と、高電圧整流器4と、X線管5と、X線検出部7と、画像処理装置9と、画像表示装置10とを有し、上記電源1からX線管5側へ電力を供給する手段としてスキャナ回転部8に電磁誘導送電手段19を備え、さらにX線検出部7から画像処理装置9へ検出信号を送る手段としてスキャナ回転部8に設けられたスリップリング11cとブラシ12cとの組み合わせによる伝送手段を用いて成る。

【0017】上記電源1は、直流電圧を発生するもので、図1においては商用の交流電源13と、この交流電源13の電圧を所望の直流電圧に変換するコンバータ14と、このコンバータ14の出力電圧を平滑化するコンデンサ15とから成っている。なお、この電源1は直流電圧を発生するものであればよく、上記の構成に限らず、例えばバッテリーであってもよい。インバータ2は、上記電源1から出力された直流電圧を高周波の交流に変換するものである。また、高電圧変圧器3は、上記インバータ2から出力された交流電圧を昇圧するものである。さらに、高電圧整流器4は、上記高電圧変圧器3の出力電圧を直流の高電圧に変換（整流）するものである。そして、以上の電源1とインバータ2と高電圧変圧器3と高電圧整流器4とで、X線高電圧装置が構成される。

【0018】X線管5は、上記高電圧整流器4から出力された直流高電圧を供給されて、被検体6に向けてX線を放射するものである。そして、この被検体6を透過したX線は、X線検出部7へ入射する。このX線検出部7は、上記X線管5から放射され被検体6を透過した透過X線量分布を検出すると共にその検出信号を増幅するもので、上記の透過X線量分布を検出する検出器16と、この検出器16からの検出信号を増幅するプリアンプ17とから成る。

【0019】また、画像処理装置9は、上記X線検出部7からの出力信号を入力して処理し、被検体6の診断部位の断層像を再構成するものである。さらに、画像表示装置10は、上記画像処理装置9からの出力信号を入力して断層像を表示するもので、例えばテレビモニタから成る。なお、図1において、符号18は、上記インバー

タ2の出力電圧を高電圧変圧器3の漏れインダクタンスとで共振を起こさせ十分な電力を得るための共振コンデンサである。

【0020】そして、上記高電圧変圧器3と高電圧整流器4とX線管5とX線検出部7とが、スキャナ回転部8の回転枠8aに搭載されており、上記X線管5とX線検出部7とが、被検体6を挟んで対向した状態で該被検体6の周りに回転するようになっている。なお、回転枠8aは、図8に示すと様に、中心部に被検体挿入用の開口部19が形成された回転板8bを有し、この回転板8bの一側面には高電圧変圧器3と高電圧整流器4とX線管5とX線検出部7が搭載され、また回転枠8aの胴部8cの周りには検出信号伝送用のスリップリング11cが設けられている。スリップリング11cに対向してスキャナの固定枠（図示せず）にブラシ12cが設けられている。

【0021】ここで、本発明においては、図1に示すように、電源1からX線管5側へ電力を供給する手段としてスキャナの固定枠部分とスキャナ回転部8の回転枠8aとの間に電磁誘導送電手段19が設けられている。この電磁誘導送電手段19は電磁誘導作用によって非接触状態で所要の電力を供給するもので、その一端はインバータ2の出力側に接続され、他端は高電圧変圧器3の入力側に接続されている。この電磁誘導送電手段19は2つの巻線を組み合わせたものである。第一の巻線20aはインバータ2の出力側に接続され、かつスキャナの固定枠に配置されている。第二の巻線20bは高電圧変圧器3の入力側に接続され、かつ回転枠8a上に第一の巻線20aと対向して配置されている。

【0022】次に、上記電磁誘導送電手段19の具体的な構造を、図2を参照して説明する。図2(a)はスキャナの固定枠21と回転枠22との位置関係を示す断面図である。図2(b)は図2(a)において破線で囲んで示した電磁誘導送電手段19の部分を拡大して示す斜視図である。まず、上記回転枠22は、固定枠21の内側にて軸方向にある距離だけ離して設けられた軸受23a、23bによって回転可能に保持されている。固定枠21の内周面と回転枠22の外周面にはそれぞれ対向して第一の鉄心24aと第二の鉄心24bが配置されている。各々の鉄心は一体でも良いが、複数に分割されていても良い。また、一方の鉄心が一体で、他方の鉄心が分割されているという組み合わせでも良い。第一の鉄心24aに設けた溝にはインバータ2の出力側に接続された第一の巻線20aが嵌め込み固定される。第二の鉄心24bに設けた溝にも同様に高電圧変圧器3の入力側に接続された第二の巻線20bが嵌め込み固定される。このとき、第一の巻線20aも、第二の巻線20aも第一の鉄心24a、第二の鉄心24bの分割に合わせて小巻線に分割されている。

【0023】上記の分割された小巻線は各々並列に接線

される。そして、上記それぞれの小巻線はスキヤナの固定枠22又は回転枠22の周上に適当な間隔をおいて配列される(図5(a)参照)。この状態で、図2(b)に示すように、それぞれの第一の巻線20aは、上記軸受23a、23bの間にて固定枠21に配置された分割された巻線と同数の別個の大きさの円弧形で断面がE字形の鉄心に数ターン(図2(b)ではターン数が1の場合について示した。)巻き付け、上記第一の巻線20aで発生する磁束が上記各鉄心を介して第二の巻線20bに鎖交するように図る。一方、第二の巻線20bは、同じく軸受24a、24bの間にて上記第一の巻線20aに対向して回転枠22にそれぞれ分割された巻線と同数の別個の適当な大きさの円弧形で断面がE字形の鉄心に数ターン巻かれている。このような構造にすることによって、対向する第一の巻線20a及び第二の巻線20b、及び互いに対向する円弧状で断面がE字形の第一の鉄心24aと同じく円弧状で断面がE字形の第二の鉄心24bとで外鉄型の変圧器のような機構を実現する。なお、それぞれの鉄心は殆ど隙間なく配列しても良いし、電力変換効率をやや低下しても構わない場合には、ある程度

の間隔を設ける方法を採用することもあり得る。
【0024】電磁誘導送電手段を上記の如く構成することにより、図1においてインバータ2から供給された交流電流が第一の巻線20aに流れると、図2(b)に示すように、対向する第一の巻線20a及び第二の巻線20b、及び対向する円弧形で断面がE字形の第一の鉄心24aと同じく円弧形で断面がE字形の第二の鉄心24bとで構成された外鉄型の変圧器のような構成において、磁気回路に磁束 ϕ が発生する。すると、磁束 ϕ に鎖交している第二の巻線20bに電圧が誘起され、この第二の巻線20bから図1に示す高電圧変圧器3に交流電力を供給することができる。

【0025】図3は本発明の第二の実施例の要部を示したもので、図2と同様な表示のしかたをしている。この実施例での電磁誘導送電手段19は第一の実施例と同じ原理に従うものであるが、対向する第一の巻線20a及び第二の巻線20b、及び対向する円弧形で断面がコの字形の第一の鉄心24aと第二の鉄心24bとで構成される磁気回路において、内鉄型の変圧器と同様の磁束の流れを作る方法とすることを特徴とするものである。この実施例においても第一の鉄心24a及び第二の鉄心24bは複数に分割された場合と単一の場合とがあり得る。

【0026】次に、図5を用いて巻線及び鉄心の分割について説明する。図5(a)は、第一の巻線20a、第一の鉄心24aを複数に分割し、これに合わせて第二の巻線20b、第二の鉄心24bも複数に分割した場合である。このとき、分割した巻線はそれぞれ並列に接続されている。図5(b)は、第一の巻線20aと第一の鉄心24aを複数に分割し、第二の巻線20bと第二の鉄心

24bは単体としたものである。図5(c)は、第一の巻線20aと第一の鉄心24aを複数に分割し、第二の巻線20bは単体とし、第二の鉄心24bを複数に分割したものである。以上述べた如く、巻線と鉄心の分割については各種のバリエーションが考えられるが、本発明で重要なことは上記第一の巻線20aで発生する磁束が、上記各鉄心を介して第二の巻線20bに鎖交するように構成されていることである。また、E字形鉄心を用いる方法はコの字形鉄心を使用する場合と比較して、鉄心を励磁させるための電流(励磁電流)を小さくできる方法として有効である。

【0027】上記第一及び第二の実施例のような構成として鉄心を分割すれば、それぞれの鉄心の大きさは小さくすることができ、製作上の寸法精度も向上させることができる。さらに、電磁誘導の電力変換効率は第一の鉄心24aと第二の鉄心24bとの間隔を如何に小さくできるかでほぼ決定するため、それぞれの鉄心の位置を微調整できる機構(図示省略)等を設けて、最適な間隔を保って回転部を回転させれば、電力変換効率の向上も図ることができる。また、第一の巻線20aまたは第二の巻線20bの小巻線を並列に接続する場合には、漏れインダクタンスを低減することも可能となり、インバータ2の高周波化に対応することもできる。

【0028】また、上記第一及び第二の実施例では、固定枠21の内周側と回転枠22の外周側に鉄心を設けた場合のものを説明したが、本発明ではこれに限られず、固定枠21と回転枠22の対向する各々の部分に巻線を嵌め込むための溝を設け、それらの溝に第一の巻線20a及び第二の巻線20bを嵌め込んでも良い。このとき、固定枠21や回転枠22は軟鋼板等で製作しておけば磁気回路として構成させることができる。

【0029】図4は、本発明の第三の実施例を示したものである。この実施例では、電磁誘導送電手段19は、固定枠21と回転枠22のフランジ状部分に設けられている。図4(b)に拡大図が示してあるが、図2の実施例と比較した場合、円筒状の構成が円板状の構成に変わった以外はほぼ同じ構成である。鉄心間の隙間寸法精度に関しては、本実施例の方が第一、第二実施例よりも良くなるものと考えられる。その他の点での効果は、第一、第二実施例と同じ効果が得られる。

【0030】なお、以上に示した実施例においては、対向する鉄心24a、24bとの間には、二つ軸受23a、23bで回転可能に支持されたスキヤナの回転部8がスムーズに回転しうる程度の小さな隙間が形成されている。上記磁気回路に発生した磁束 ϕ の漏れ磁束が殆ど生じないで、磁気回路の磁気抵抗が小さく、さらに上記磁束 ϕ を確実に第二の巻線20bと鎖交するようにするためには、上記隙間はできるだけ小さくするのが望ましい。そこで、上記二つの鉄心24a、24bの端面同士が接触していても回転枠22の回転動作に支障がなく、

かつ摩耗の心配がない場合は、上記の隙間は形成しなくてもよい。

【0031】また、各鉄心24a、24bはスキャナ固定枠21、あるいはスキャナの回転枠22の円周上に配置されるため、上記鉄心の断面積は比較的大きくできるため動作磁束密度が低く、鉄損は殆ど問題にならない。従って、各鉄心24a、24bの材質は、鉄に限らず、珪素鋼板、フェライト、その他の強磁性体又は常磁性体などを用いることも考えられるが、特に低損失の素材を選択する必要はない。

【0032】また、以上の説明では、第一の巻線20aと第二の巻線20bのターン数は同じとしたが、ターン数の比を変化させれば、インバータ2や高電圧変圧器3を含めた回路設計における自由度を増やすことができる。例えば、第二の巻線20bを第一の巻線20aよりも多く巻けば、電磁誘導送電手段19の出力側の電圧が入力側よりも高くなり、その分高電圧変圧器3の巻数比を小さくできる。その結果、高電圧変圧器3の小型化や漏れインダクタンス、あるいは浮遊容量を減少させることも可能となる。

【0033】その他に、上記実施例においては、分割した巻線を並列接続することにしたが、場合によっては直列に接続することも考えられる。これは、例えば第二の巻線20bを直列接続すると、上述したようにターン数を変化させた場合と同じく、高電圧変圧器3の巻数比を小さく設計できるという効果が生まれる。

【0034】さらに、上記実施例では、鉄心の断面の形状としてコの字形もしくはE字形とすることにしたが、第一の巻線20aで発生した磁束が、第一の鉄心24a及び第二の鉄心24bを介して第二の巻線20bに鎖交するようにすれば、上記形状にかかわらず、他の形状にすることも可能である。例えば、図6のように漏れ磁束を低減するために第二の鉄心24bが第一の鉄心24aを包み込むような形状とすることは有効な手段である。また、第一の巻線20aと第二の巻線20bには巻線に発生する渦電流損を低減するためにリッツ線(Litz wire)を用いることも電力変換効率を向上するためには有効である。

【0035】さらに、図1においては、インバータ2の出力側に共振用のコンデンサ18を接続したものを示したが、このコンデンサ18は、高電圧変圧器3の漏れインダクタンスの影響で高周波の電流が高電圧変圧器3の巻線に十分流れないことを改善する目的で挿入しており、上記に限らず、第二の巻線20bと高電圧変圧器3との間に挿入してもよいし、あるいは上記の改善が必要ない場合には挿入しなくてもよい。

【0036】また、図1においては、スキャナ回転部8のX線検出器7から検出信号を画像処理装置9へ送る手

段は、図4に示す従来例と同様にスリップリング11cとブラシ12cとを用いたものとしたが、これに限らず、上述の電磁誘導送電手段19と同様に、巻線20a、20bを組み合わせる電磁誘導作用を利用して伝送してもよいし、あるいは光、電波などを利用してもよい。

【0037】

【発明の効果】本発明は以上のように構成されたので、スキャナ回転部において電源からX線管側へ電力を供給する電力供給手段として、第一の巻線と第二の巻線とを組み合わせる電磁誘導送電手段を設けたことにより、従来のようなスリップリングとブラシとの機械的な摺接によることなく、電磁誘導作用によって非接触的に電力を供給することができる。これにより、従来のような電力供給部分の摩耗や腐食の問題がなくなるので、電力供給手段の保守点検が容易になると共に、装置全体の信頼性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明によるX線CT装置の実施例を示す全体構成のブロック図である。

【図2】電磁誘導送電手段の具体的な構造の要部を示す図である。

【図3】本発明の第二の実施例の要部を示す図である。

【図4】本発明の第三の実施例の要部を示した図である。

【図5】本発明の要部である電磁誘導送電手段の第一の巻線と第二の巻線、第一の鉄心と第二の鉄心の分割及びその組み合わせを示した図である。

【図6】本発明での漏れ磁束の低減対策構造例を示したものである。

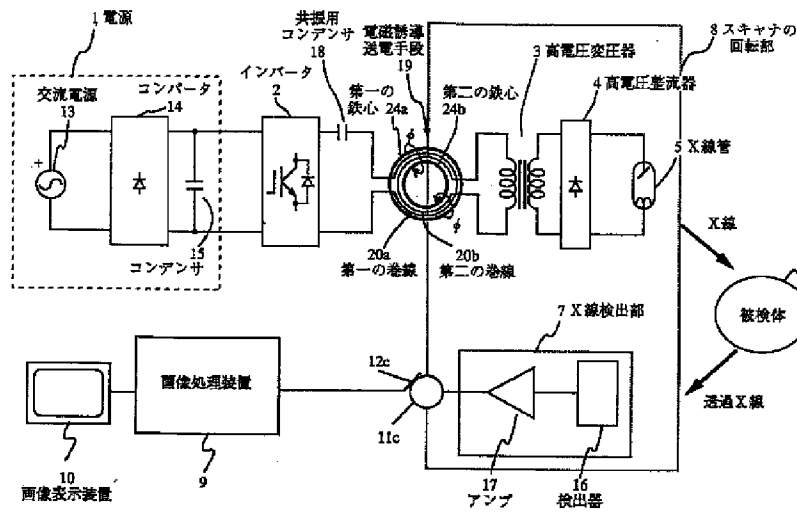
【図7】従来のX線CT装置を示す全体構成のブロック図である。

【図8】従来例によるスキャナ回転部の具体的な構造を示す斜視図である。

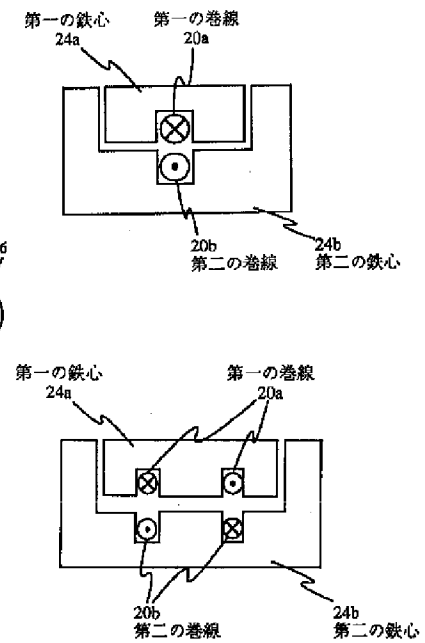
【符号の説明】

- 1 電源
- 2 インバータ
- 3 高電圧変圧器
- 8 スキャナ回転部
- 8a、22 スキャナ回転部の回転枠
- 11a～11c スリップリング
- 12a～12c ブラシ
- 19 電磁誘導送電手段
- 20a 第一の巻線
- 20b 第二の巻線
- 21 スキャナの固定枠
- 24a 第一の鉄心
- 24b 第二の鉄心

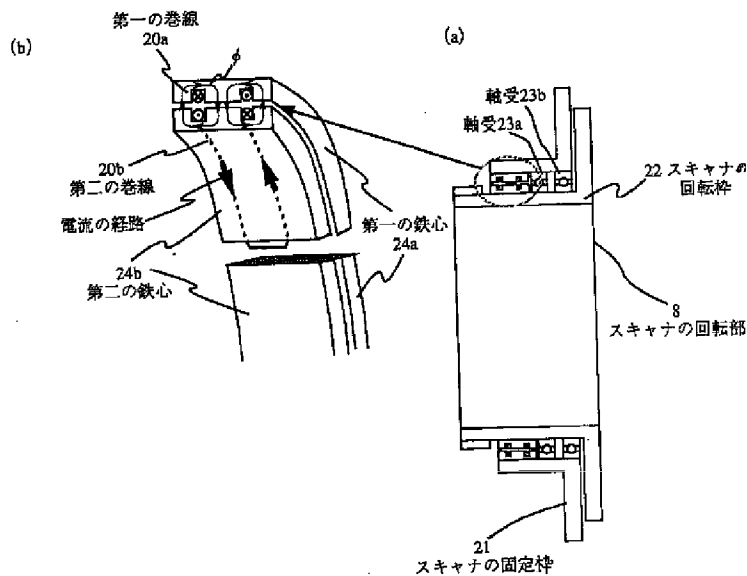
【図1】



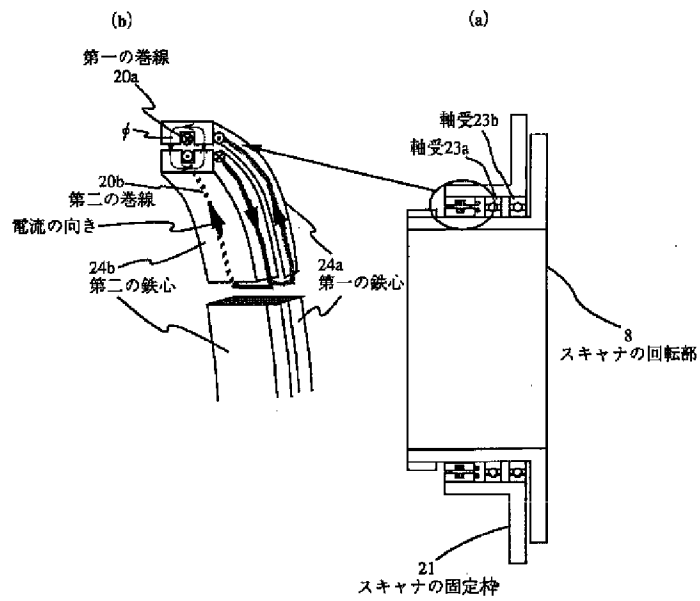
【図6】



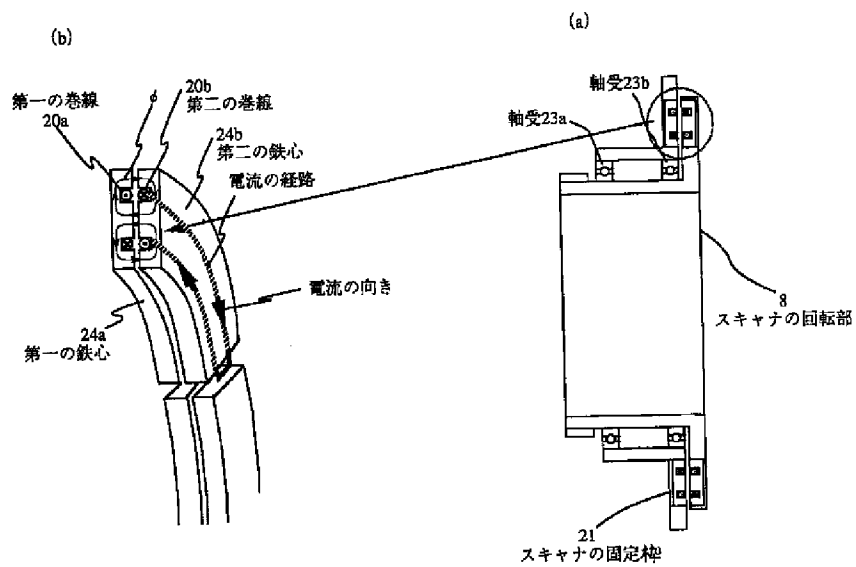
【図2】



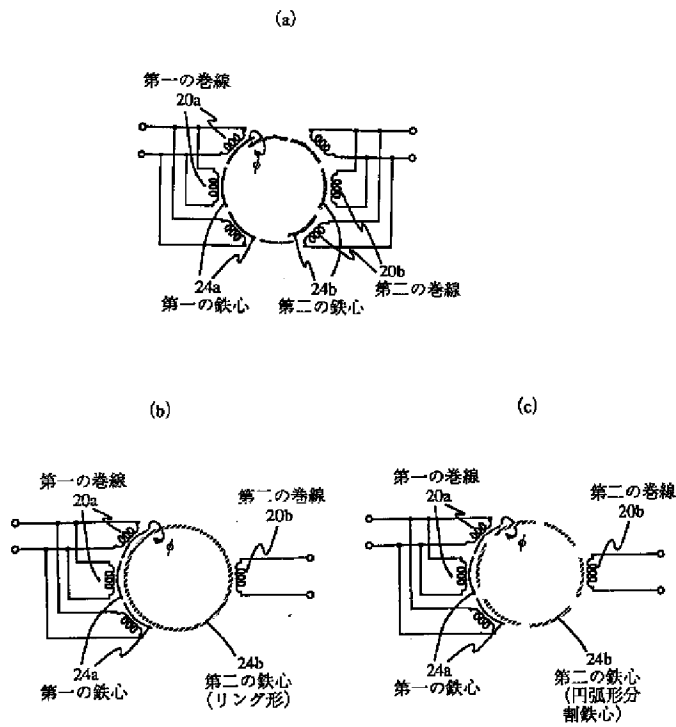
【図3】



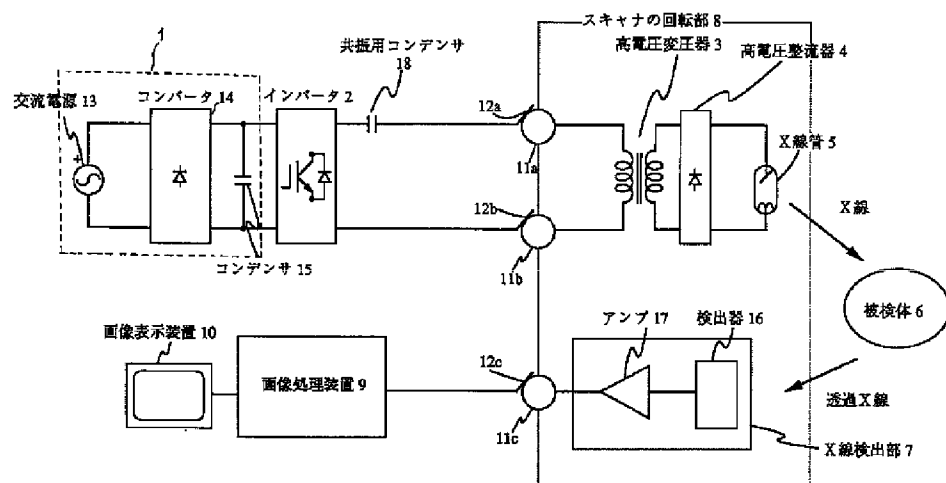
【図4】



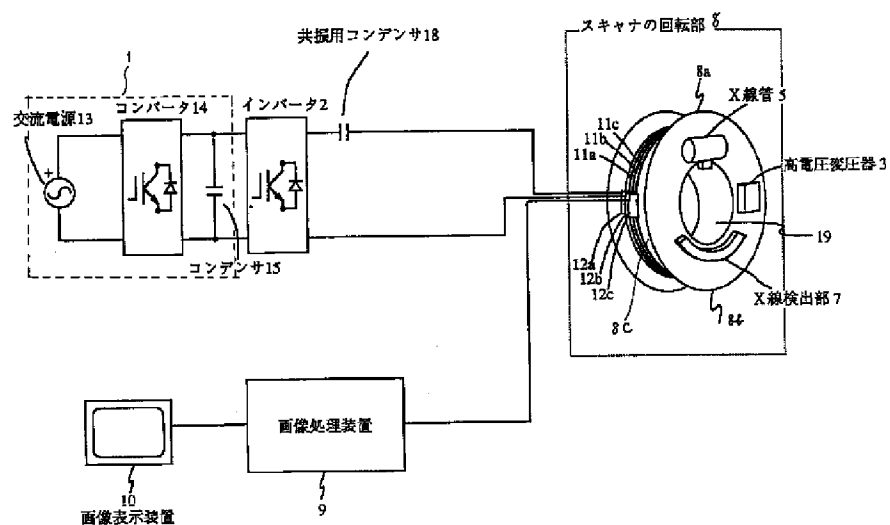
【図5】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 内山 倫行
 茨城県日立市国分町一丁目1番1号 株式
 会社日立製作所国分工場日立研究所内